



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102894999 A

(43) 申请公布日 2013. 01. 30

(21) 申请号 201210422004. X

(22) 申请日 2012. 10. 30

(71) 申请人 深圳市中微泽电子有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区南油天安
工业村 4 栋 3 楼 D

(72) 发明人 戴予平 李炜 周佳言

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

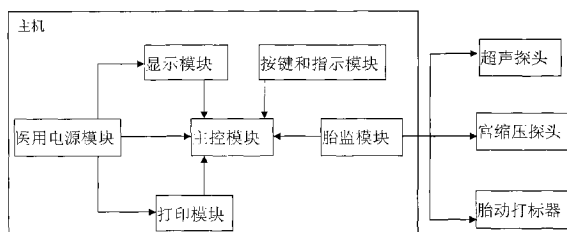
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 1 页

(54) 发明名称

低辐射监护仪

(57) 摘要

本发明提供了一种低辐射监护仪,包括连接在主机上的超声探头、宫缩压探头、胎动打标器组成,所述超声探头为采用可进行运动补偿超低辐射的超声探头,本发明采用超低辐射、高灵敏度超声多普勒技术,利用有线或无线连接技术,实现超声探头、宫缩压力探头和主机无线连接,可以自动胎动识别,且全触摸屏操作,可以为医院信息化建设的中央站提供实时在线数据及自动分析,实现中央站监护数据管理和远程数据共享,本发明具有识别准确率高,安全简便,可靠性好,速度快,易兼容特点。



1. 一种低辐射监护仪,包括连接在主机上的超声探头、宫缩压探头、胎动打标器组成,其特征在于:所述超声探头为采用可进行运动补偿超低辐射的超声探头。
2. 根据权利要求1所述的一种低辐射监护仪,其特征在于:所述主机由连接在主控模块上的按键和指示模块、胎监模块、打印模块、医用电源模块、显示模块组成。
3. 根据权利要求1所述的一种低辐射监护仪,其特征在于:所述主控模块采用 ARM 内核的处理器接收来自按键和指示模块及胎监模块的指令和信号并作出相应的处理,主控模块最后将监护数据输出至显示模块和打印模块。
4. 根据权利要求1所述的一种低辐射监护仪,其特征在于:所述胎监模块由超声多普勒信号处理电路、宫缩压及打标器处理电路组成,胎监模块驱动超声探头发出超声波并对回波信号进行放大、信号提取、数模转换处理,胎监模块然后将提取的胎心率信号、胎儿活动信号、宫缩压力信号送到主控模块。
5. 根据权利要求1所述的一种低辐射监护仪,其特征在于:所述显示模块采用触摸屏的显示器,所述触摸屏加载按键和指示模块。
6. 根据权利要求1所述的一种低辐射监护仪,其特征在于:所述主机连接大容量存储装置。
7. 根据权利要求1所述的一种低辐射监护仪,其特征在于:所述主控模块连接无线传输模块。
8. 根据权利要求1所述的一种低辐射监护仪,其特征在于:所述超声探头由超声探头、模拟滤波器、放大器、A/D 转换器、运动传感器与运动补偿模块组成。

低辐射监护仪

技术领域

[0001] 本发明涉及一种低辐射监护仪。

背景技术

[0002] 随着计算机在各领域的广泛应用,数字化信息处理为医学界进步和深入研究提供了新的技术手段。监护仪基于超声多普勒原理和压力传感器探测信号,对胎儿的心率、胎动进行监护,并监护母亲的宫缩压等参数,连续记录胎心率变化及其与子宫收缩关系,常用于高危妊娠产前或产时应用,了解胎儿宫内情况,早期发现胎儿窘迫,对胎儿在子宫内的情况进行监测、诊断。但超声波密集在某一个固定地方,会有热效应,这种热效应达到一定程度时,可能会对人体组织产生不良的影响,影响细胞内的物质,包括染色体。早在 2004 年 FDA 就提醒人们要慎重使用超声检查。因此,在保证超声多普勒灵敏度的前提下,尽量降低超声辐射,对产妇和胎儿的安全有着十分重要的意义。目前市场上的胎儿监护仪,均采用了提高辐射强度的方式以获得较好的综合信噪比,虽然符合国家设定的胎儿监护仪辐射标准为小于 20mW/ 平方厘米,但仍然存在较大可能的伤害性。根据国际超声医学界的 ALARP (as low as reasonably practicable) 原则,即“以尽可能低的声波输出获得所需要的信息”提出了要利用最小的超声辐射声波达到足够灵敏的超声多普勒胎儿监护仪的要求。且目前国内外胎儿监护仪超声探头和监护仪主机基本采用有线连接方式,这种传统连接方式带来的是临床使用和操作的便捷和束缚,随着无线连接技术日渐成熟且其他行业有广泛应用,无线技术在医疗器械的广泛应用也迫在眉睫。

发明内容

[0003] 本发明所要解决的技术问题是提供采用有线或无线连接方式的超低辐射、高灵敏度的一种低辐射监护仪。

[0004] 为解决上述技术问题,本发明的技术方案:一种低辐射监护仪,包括连接在主机上的超声探头、宫缩压探头、胎动打标器组成,所述超声探头为采用可进行运动补偿超低辐射的超声探头。

[0005] 所述主机由连接在主控模块上的按键和指示模块、胎监模块、打印模块、医用电源模块、显示模块组成。

[0006] 所述医用电源模块将交流电转变成为低压直流电,向主机、打印模块、显示模块供电。

[0007] 所述主控模块采用 ARM 内核的处理器接收来自按键和指示模块及胎监模块的指令和信号并作出相应的处理,主控模块最后将监护数据输出至显示模块和打印模块。

[0008] 所述胎监模块由超声多普勒信号处理电路、宫缩压及打标器处理电路组成,胎监模块驱动超声探头发发出超声波并对回波信号进行放大、信号提取、数模转换处理,胎监模块然后将提取的胎心率信号、胎儿活动信号、宫缩压力信号送到主控模块。

[0009] 优选的技术方案,所述显示模块采用触摸屏的显示器,所述触摸屏加载按键和指

示模块。

[0010] 所述按键和指示模块用以在显示模块上输入指令以及显示主机的当前状态。

[0011] 优选的技术方案,所述主机连接大容量存储装置。

[0012] 优选的技术方案,所述主控模块连接无线传输模块。

[0013] 本发明采用超低辐射、高灵敏度超声多普勒技术,利用有线或无线连接技术,实现超声探头、宫缩压力探头和主机无线连接,可以自动胎动识别,且全触摸屏操作,可以为医院信息化建设的中央站提供实时在线数据及自动分析,实现中央站监护数据管理和远程数据共享,本发明具有识别准确率高,安全简便,可靠性好,速度快,易兼容特点。

附图说明

[0014] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0015] 图 1 为本发明的结构示意图。

[0016] 图 2 为控制软件流程图。

[0017] 图 3 为超声探头的结构示意图。

具体实施方式

[0018] 下面将结合本发明的附图,对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0019] 根据图 1 所示,一种低辐射监护仪,包括连接在主机上的超声探头、宫缩压探头、胎动打标器组成,所述超声探头为采用可进行运动补偿超低辐射的超声探头。

[0020] 所述主机由连接在主控模块上的按键和指示模块、胎监模块、打印模块、医用电源模块、显示模块组成。

[0021] 所述医用电源模块将输入的交流电转变成为 12V 和 24V、5V、-12V 直流电,向主机、打印模块、显示模块供电。

[0022] 所述显示模块使用 12.1 英寸高亮度 TFT 真彩液晶屏的显示器,优选的,所述显示模块采用触摸屏的显示器,所述触摸屏加载按键和指示模块,实现触摸手写输入功能。所述按键和指示模块用以在显示模块上输入指令以及显示主机的当前状态。

[0023] 所述打印模块使用热敏打印机。

[0024] 所述主控模块采用 ARM 内核的处理器,接收来自按键和指示模块、胎监模块、探头处理模块指令和信号并作出相应的处理,将处理的结果向显示模块、打印模块上输出。

[0025] 所述胎监模块主要是对超声探头、宫缩压及打标器信号处理,由超声多普勒信号处理电路、宫缩压及打标器处理电路组成,胎监模块驱动超声探头发出超声波并对回波信号进行放大、信号提取、数模转换处理,胎监模块然后将提取的胎心率信号、胎儿活动信号、宫缩压力信号送到主控模块。

[0026] 本发明的主要原理为：

[0027] 超声多普勒的综合灵敏度由公式 (1) 下计算

[0028] $S = A+B+C$ 公式 (1)

[0029] 其中, S 为综合灵敏度, A 为信噪比, $A = 20\log_{10}V_S/V_N$, B 为靶的衰减, C 为声程衰减。

[0030] 从公式 (1) 中可以得到, 在尽可能低的辐射量下提高综合灵敏度, 需要从硬件和软件两方面完成本发明, 在硬件方面要求对信号进行合理的补偿; 在软件方面从软件上进行噪音抑制和信号增强。

[0031] 1、硬件方面, 对于超声探头采用可进行运动补偿的零辐射超声探头, 对胎动造成的运动进行动态补偿, 提高超声的灵敏度和鲁棒性, 实现对现有超声探头的改良。

[0032] 根据图 3 所示, 所述超声探头可以同时地采集所需的运动信号和超声信号, 由超声探头 1、模拟滤波器 2、放大器 3、A/D 转换器 4、运动传感器 5 与运动补偿模块 14 组成。

[0033] 所述超声探头连接无线传输模块, 超声信号以无线方式向主机的主控模块传输信号。

[0034] 所述超声探头 1 的信号经模拟滤波器 2 和放大器 3 处理, 由于超声信号的电平通常较低, 它会被滤波后进一步扩大到所需的频率范围和一定的电平值, 然后采集并处理到的模拟信号通过 A/D 转换器 4 转换为数字化后的超声信号输入到该运动补偿模块 14 中。

[0035] 所述运动传感器 5 可以使用各种运动传感器, 包括加速度计、陀螺仪、角加速度计和光学运动传感器, 优选使用加速度计。运动传感器 5 根据动态加速度 (例如, 振动) 和静态加速度 (例如, 重力) 提供一模拟输出。如果没有加速度, 该加速度计的输出将保持常值。该运动信号可通过 A/D 转换器 4 进行数字化, 数字化后的运动信号输入到该运动补偿模块 14 中。

[0036] 所述运动补偿模块 14 包括运动门限判定电路 9、自适应滤波器 10、减法器 12、加法器 13、缓存器 11 和加权器 29 组成。所述运动补偿模块 14 与运动传感器 5 和超声探头 1 相连, 分别接收采集到的运动信号和超声信号, 并对其进行补偿处理后, 形成超声探头的输出信号到所述探头处理模块。

[0037] 所述运动门限判定电路 9 可将数字化的运动信号与门限值进行比较。基于该运动信号的量值, 该运动信号被分为饱和信号或非饱和信号, 大于该门限值的运动信号为饱和信号, 小于该门限值的运动信号为非饱和信号。当该运动信号小于该门限值时, 输出该非饱和运动信号和控制信号, 当该运动信号大于该门限值时, 仅输出该控制信号。由于超声信号波动的振幅会随着运动信号的增大而增大, 该门限值被设定为能够引起该超声信号饱和度的最小的运动信号值。根据公式 (2) 和公式 (3), 如果没有运动, 该运动信号会保持为一常值 x_0 。当有运动发生时, 该运动信号 x_k 会根据该运动的情况增大或减小。该超声信号 y_k 的幅值将决定于该运动信号的波动的幅值 (x_k-x_0) 和该超声信号的真实值 S_k 。即: $y_k = f(x_k-x_0)+S_k$ 。其中函数 f 取决于超声信号的种类, 测量的位置以及用于获取运动信号的传感器的种类。由上述可知, 当 x_k 增大时, y_k 会随之增大。直到 x_k 增大到某一值 x_t , y_k 变得饱和。这时的 x_t 就被设置为该运动门限值。

[0038] 所述自适应滤波器 10 包括两个部分, 一部分是具有可调节系数的数字滤波器, 另一部分是用于调整或修改该滤波器的系数的自适应算法。假设信号 y_k 是被干扰了的超声信

号,其包含想要的信号 S_k 和噪声 n_k 两部分,并且该两部分没有相关性。该运动信号 x_k 是干扰的一个度量,其在一定程度上与该噪声 n_k 相关。在一般情况下,该噪声 n_k 会随着该运动信号 x_k 的增大而增大。

[0039] 运动补偿模块 14 补偿运动信号的工作原理为:

[0040] 第一种情况,运动信号 x_k 小于该运动门限值 x_t 。此时的运动信号为非饱和信号。该运动门限判定电路 9 输出的非饱和信号作为自适应滤波器 10 的输入。所以,在该减法器 12 的作用下,可从包含噪声的超声信号中减去该运动估计值 n_k' ,从而得到只剩下想要信号分量的估计值 S_k' 。也就是说,该想要信号的估计值 S_k' 通过从该被干扰了的信号 y_k 中减去该数字滤波器 10 的输出 n_k' 而得到,即:

$$[0041] \quad S_k' = y_k - n_k' \quad \text{公式 (2)}$$

$$[0042] \quad S_k' = S_k + n_k - n_k' \quad \text{公式 (3)}$$

[0043] 这样,输出信号 S_k' 就消除了该运动分量(噪声),也就是补偿了运动对测量结果的影响。

[0044] 去除噪声的主要目的是用于对该被干扰的信号中的噪声进行最优的估计,并因此得到一该想要的信号的最优化估计值。这是通过将该 S_k' 作为反馈输入到该数字滤波器 10 中,通过适当的自适应算法来调整该数字滤波器的系数,从而获得适当的补偿信号,将输出信号 S_k' 中的运动因素降到最小。由此可以看出,该输出信号 S_k' 有两个作用:1、作为想要数据的估计值;2、作为用于调整该滤波器系数的误差信号。

[0045] 补偿后的输出信号在反馈到自适应滤波器的同时,会缓存到该缓存器 11 中,经过补偿后的超声信号是作为超声探头的输出信号直接输出的,这是通过将该超声探头在该加法器 13 和减法器 12 之间的第一加权器 29 的权重 w_0 设置为 1 来实现的;与此同时,由于该超声探头在该加法器和缓存器 11 之间的第二加权器 30 的权重 w_1 设置为了 0,所以位于该缓存器 11 中的缓存信号就不会被输出。第一加权器和该第二加权器均接收该运动门限判定电路 9 输出的控制信号,在控制信号的作用下,可实现设置该第一和第二加权器的权重。

[0046] 第二种情况,当该运动信号 x_k 大于该运动门限值 x_t 时,该运动门限判定电路 9 判定该运动信号为饱和信号。这时,不能够通过补偿的方法从该包含噪声的超声信号中恢复出有意义的超声探头的输出信号。所以,该运动门限判定电路仅仅输出该控制信号,该自适应滤波器 10 处于无效状态。这时,在控制信号的作用下,该第二加权器 30 的权重 w_1 设定为 1,这样就将预先存储在缓存器 11 中的缓存信号作为超声探头的输出信号,于此同时,在该控制信号的作用下,将该第一加权器 29 的权重 w_0 设定为 0,从而阻止该估计的超声信号被输出。从而避免了输出无意义的信号。当上述的严重噪声在某一个信号周期发生时,该缓存器 11 将逐点地输出缓存的周期信号中对应时间点的信号。如果严重噪声发生的时间超出一个周期,那么这一输出过程就会持续直到严重噪声停止。

[0047] 如果该超声信号在运动的作用下变得饱和,该自适应滤波器 10 的输出通过将该第一加权器 29 的权重 w_0 设置为 0 而被阻塞。因此,该自适应滤波器就不再有效,直到当该运动信号处于该运动门限值之下,系统恢复正常状态时,该滤波器才再次生效。

[0048] 这样如果被测者没有运动或运动不显著,运动信号将处于预设的门限之内。该运动信号就会通过该自适应滤波器 10,该自适应滤波器的输出用于补偿被运动干扰了的超声信号,经补偿后的超声信号作为该超声信号被输出,同时被缓存器 11 缓存。如果被测者正

在运动,并且运动信号超过了预设的门限值,该运动信号就是饱和的运动信号。当运动信号饱和时,受该运动的干扰,超声信号也处于饱和的状态,原始的超声信号不能由该自适应数字滤波器恢复。这时忽略该采集到的超声信号,系统输出预先缓存的信号。直到被测者的运动减小,运动信号下降到该门限值以下时,系统才再次回复到正常的操作状态。这样,无论被测者进行轻微的运动还是剧烈的运动,均能够保证该装置具有正常、精确的输出值。

[0049] 2、软件方面,采用优化多尺度乘积去噪算法,改进的抽样自相关性算法和变化检测算法,结合选定的微处理器嵌入结构实现快速有效的症状自动分析和诊断监测。

[0050] 根据图 2 所示,本发明的软件设计流程为:数据输入、程序初始化及设定采样率、自适应带通滤波及尺度积、快速自相关运算及心率计算、数据输出。

[0051] 所述程序初始化为:

[0052] 设定采样率,根据采样定理,采样频率只需满足心率最大值 2 倍即可满足信号处理要求。本发明原始信号采样至 1KHz。

[0053] 所述自适应带通滤波及尺度积:

[0054] 由于超声多普勒设备获得的原始胎心信号中含有的背景噪音具有幅值大、非平稳及分布区间广的特点,本发明采用自适应带通滤波算法对原始信号进行增强并采用尺度积的方法来提高信噪比。

[0055] 适用带通滤波算法时,第一步,将原始信号分帧和滤波。本发明使用 Gabor 滤波对原始信号进行增强。

[0056] 1 维 Gabor 滤波器被定义为:

[0057] $g(t) = g^e(t) + ig^o(t)$ 公式 (4)

[0058] 其中,滤波器的实部与虚部分别为公式 (5)、公式 (6):

[0059] $g_e(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} \cos(2\pi f_0 t)$ 公式 (5)

[0060] $g_o(t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{t^2}{2\sigma^2}} \sin(2\pi f_0 t)$ 公式 (6)

[0061] Gabor 滤波器的虚部可被用作带通滤波器,具有对近似频带信号增强、对高于该频带信号平滑的特性。为了利用本算法准确获得实际心跳周期,原始信号分帧时第一帧长度设为 4 秒,Gabor 滤波器的频率由最大心跳周期获得。根据连续心跳周期之间应具有连续性,从第二帧起,数据帧长由前一帧所获得的心跳周期自适应的获得;同理,Gabor 滤波器的频率由前一帧所获得的心跳周期自适应的获得。通过 Gabor 滤波,本发明对心跳周期信号进行增强,对非周期信号进行平滑。

[0062] 第二步,通过尺度 S 积进一步提高信噪比。

[0063] 根据噪音的滤波响应会在不同尺度上快速衰减而信号的响应保持较好,不同尺度的滤波响应的积可以大幅提高信噪比。

[0064] 原理是:将 Gabor 滤波器在尺度 S 上的响应定义为:

[0065] $R^i(t) = g_r^i(t) * f(t)$ 公式 (7) 尺度积则定义为相邻尺度响应的乘积:

[0066] $P^{i,j}(t) = R^i(t) \cdot R^j(t)$ 公式 (8)

[0067] 通过尺度积,噪音被极大的抑制。

[0068] 所述快速自相关运算及心率计算得出胎心率。

[0069] 自相关运算定义为： $R_x(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-m-1} x_n x_{n+m}$ $m = 0, 1, 2, \dots$ 公式 (9)

[0070] 根据对周期函数做相关处理后得到的相关函数仍为周期函数，相关峰的位置在周期的整数倍位置上，可求出胎儿心跳周期；

[0071] 除直接求运算外，本发明可采用间接算法，由于信号自相关和信号的能量谱是一对傅里叶变换对，利用快速傅里叶变换的方法计算出功率谱密度函数的估值，然后再进行傅里叶反变换，从而得到自相关函数估值。由于采用了快速傅里叶变换，运算速度可大幅提高。而在一定的采样率下，自相关运算峰值点和胎心率的关系是一定的，由公式 (10) 定义：

[0072] $R_f = (f_s \times 60) / m$ 公式 (10)

[0073] 其中 R_f 为胎心率， f_s 为采样率， m' 为相关峰值点。

[0074] 由公式 (10)，本发明可将所有可能的 f_s 与 m' 的组合预先解出，存在一张表里，从而将乘法运算转换为查表运算，使得胎心率的计算更为快速。

[0075] 优选的技术方案，所述主控模块连接大容量存储装置。

[0076] 本发明的部件连接使用有线连接，优选的技术方案，所述主控模块连接无线传输模块，如 Zigbee 无线传输方式或其他蓝牙等传输方式实现无线传输，将超声探头、宫缩压探头、胎动打标器的数据进行传输。

[0077] 本发明采用的胎监模块使用美国德州仪器公司的 TMS320F 系列 DSP 芯片，该芯片为本发明的胎监模块的核心硬件，胎监模块电路对探头信号经低通滤波、放大、A/D 转换后的送到 DSP 芯片进行数据分析及处理，最后胎监模块然后将提取的胎心率信号、胎儿活动信号、宫缩压力信号送到主控模块。主控模块连接的大容量存储装置以便离线分析，主控模块采用 ARM 内核的处理器接收来自胎监模块的信号并作出相应的处理，最后将监护数据显示在 LCD 屏幕及打印纸上；或者通过与所述主控模块连接无线传输模块，使用无线传输方式将超声探头、宫缩压探头、胎动打标器的监护数据传输到中央监护站进行远程实时监测。

[0078] 本发明开发相应软件进行配合胎监模块使用美国德州仪器公司的 TMS320F 系列 DSP 芯片。

[0079] 以上所述，仅为本发明的具体实施方式，但本发明的保护范围并不局限于此，任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内，可轻易想到变化或替换，都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此，本发明的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

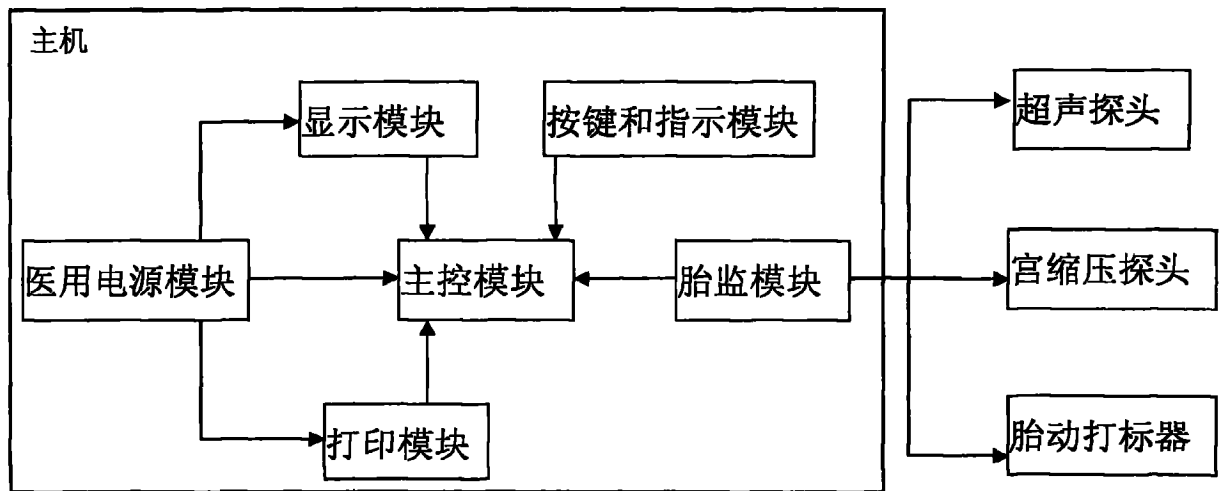


图 1

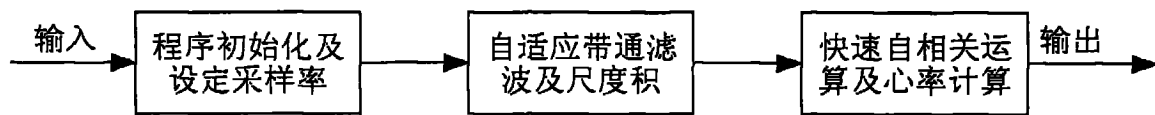


图 2

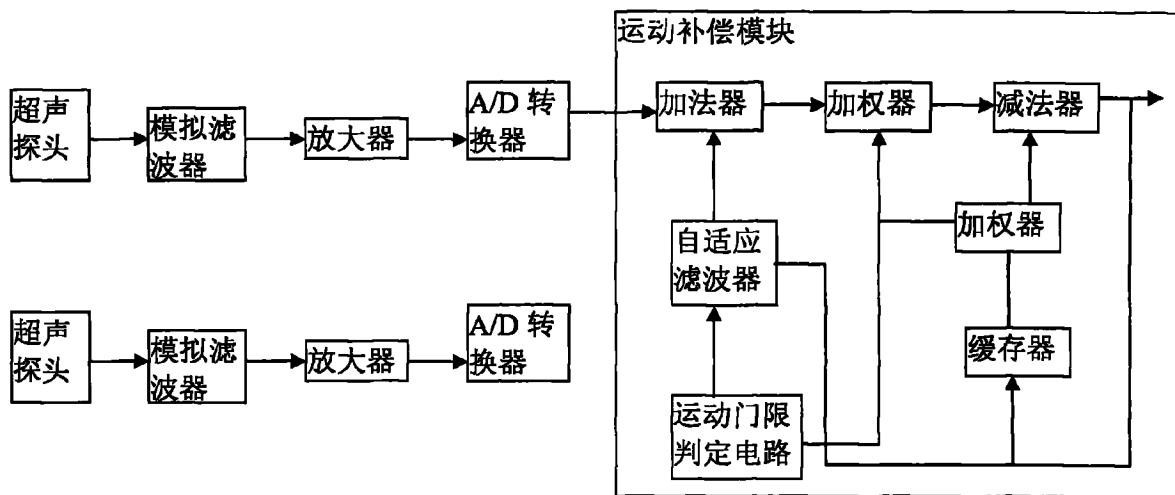


图 3

专利名称(译)	低辐射监护仪		
公开(公告)号	CN102894999A	公开(公告)日	2013-01-30
申请号	CN201210422004.X	申请日	2012-10-30
[标]发明人	戴予平 李炜 周佳言		
发明人	戴予平 李炜 周佳言		
IPC分类号	A61B8/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种低辐射监护仪，包括连接在主机上的超声探头、宫缩压探头、胎动打标器组成，所述超声探头为采用可进行运动补偿超低辐射的超声探头，本发明采用超低辐射、高灵敏度超声多普勒技术，利用有线或无线连接技术，实现超声探头、宫缩压力探头和主机无线连接，可以自动胎动识别，且全触摸屏操作，可以为医院信息化建设的中央站提供实时在线数据及自动分析，实现中央站监护数据管理和远程数据共享，本发明具有识别准确率高，安全简便，可靠性好，速度快，易兼容特点。

